

Query/Command : prt max %pset%

1 / 1 DWPI - ©Thomson Derwent - image

Accession Nbr :

1991-180160 [25]

Sec. Acc. Non-CPI :

N1991-137958

Title :

Electronic system for monitoring patient respiration - uses amplitude modulated signal to provide analogue output and digital storage and analysis of signal

Derwent Classes :

P31 S05 T01

Patent Assignee :

(CNRS) CENT NAT RECH SCI

Inventor(s) :

HUGELIN A

Nbr of Patents :

1

Nbr of Countries :

1

Patent Number :

FR2652255 A 19910329 DW1991-25 *

AP: 1989FR-0012477 19890922

Priority Details :

1989FR-0012477 19890922

IPC s :

A61B-005/08 G06F-015/42

Abstract :

FR2652255 A

The system for monitoring the respiratory activity of a patient consists of electrodes attached to the chest which measure the trans thoracic impedance and supply this information in the form of an amplitude modulated high frequency signal to a monitoring unit (20). The signal is demodulated by a unit (22) to provide an analogue signal representative of breathing action.

An Analogue to Digital Converter (23) provides a numerical signal allowing breathing signals to be stored and analyzed for identification of particular respiratory events.

USE - Patient monitoring during anaesthesia and intensive care.

(Dwg.2/5)

Manual Codes :

EPI: S05-D01C1 T01-C09 T01-J06A

Update Basic :

1991-25

12 DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 22.09.89.

30 Priorité :

43 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 29.03.91 Bulletin 91/13.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : *CENTRE NATIONAL de Recherche
Scientifique — FR.*

72 Inventeur(s) : Hugelin André et Fontanges Philippe.

73 Titulaire(s) :

74 Mandataire : Cabinet Rodhain Claude.

54 Appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient.

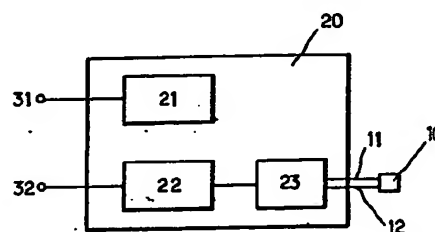
57 Le domaine de l'invention est celui des appareils de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient.

L'appareil selon l'invention comporte des moyens de détection de la respiration (32) reliés à un patient pour fournir un signal haute fréquence variable modulé en amplitude correspondant à des variations d'impédances transtoraciques;

un module de traitement analogique (22) relié aux moyens de détection pour délivrer un signal respiratoire variable,

et un module de traitement numérique (23) relié au module de traitement analogique (22) pour détecter les instants de survenue des phases respiratoires et déterminer les extrêmes d'amplitude du signal respiratoire correspondant à ces instants.

L'invention trouve un application notamment pour la surveillance respiratoire en anesthésiologie et réanimation.



FR 2 652 255 - A1



Le domaine de l'invention est celui des
5 appareils de surveillance et de mesure de l'activité
respiratoire d'un patient. Plus particulièrement,
l'invention concerne un appareil de surveillance et de
mesure adapté pour détecter des arrêts respiratoires
supérieurs à des durées prédéterminées et par ailleurs
10 mesurer l'amplitude des mouvements respiratoires et
l'instant de leur survenue.

De façon connue, le volume d'air brassé par
les poumons peut être évalué par spirométrie. On place
sur le patient un masque ou une pièce buccale de façon
15 à mesurer le volume de gaz inspiré ou expiré.
Cependant, ce type d'appareil est difficilement
supportable pendant plus de quelques minutes et par
ailleurs modifie le rythme et l'amplitude des
mouvements respiratoires.

Pour pallier ces inconvénients, on utilise
des méthodes non traumatisantes pour la mesure de
l'activité respiratoire parmi lesquelles on distingue
la pneumographie, la pléthysmographie, la
magnétométrie, la thermistancemétrie et
25 l'impédancemétrie transthoracique. Les quatre premières
méthodes font appel à un appareillage encombrant,
coûteux et mal adapté pour des périodes de surveillance
ou de mesure étalées sur plusieurs heures.

L'impédancemétrie transthoracique présente
30 l'avantage d'utiliser des capteurs placés sur le thorax
du patient qui ne nécessitent aucune surveillance
particulière. Cette méthode consiste à mesurer les
variations d'impédance de la cage thoracique au cours
du mouvement respiratoire. Cependant, le signal
35 recueilli au niveau des capteurs varie non seulement
avec la déformation du thorax et de la peau provoquée
par la respiration, mais aussi avec les battements

cardiaques, les changements de la circulation cutanée, la transpiration et la déformation du thorax lors de certains mouvements des bras.

Les brevets US-3 976 052 et US-4 449 537
5 divulguent un moniteur respiratoire susceptible de détecter les arrêts respiratoires. Dans ce type d'appareil il est prévu des moyens de filtrage des signaux parasites provenant de l'activité cardiaque. Cependant, il s'est révélé que ces appareils étaient
10 inopérants, notamment pour une utilisation pendant de longues périodes de temps du fait notamment des problèmes de dérive du signal respiratoire dus par exemple à la transpiration du patient.

Par ailleurs, ces appareils ne permettent pas
15 de recueillir de façon fiable la valeur des amplitudes du mouvement respiratoire et les instants de leur survenue.

En conséquence, un objectif de l'invention est de fournir un appareil de surveillance et de mesure
20 de l'activité respiratoire d'un patient utilisant la méthode d'impédancémétrie transthoracique et permettant de mesurer la durée et l'amplitude des mouvements respiratoires de façon ininterrompue pendant de longues périodes de temps, par exemple supérieures à 24 heures.

25 Un autre objectif de l'invention est de pouvoir suivre en continu sur un dispositif d'affichage les mouvements respiratoires du patient.

Encore un autre objectif de l'invention est de pouvoir déclencher une alarme sonore lorsque les
30 mouvements respiratoires du patient s'interrompent pendant une période de temps prédéterminée.

Encore un autre objectif de l'invention est de pouvoir enregistrer les paramètres de mesure de l'activité respiratoire du patient au cours de la
35 surveillance en vue de leur traitement en temps différé.

Ces objectifs ainsi que d'autres sont atteints à l'aide d'un appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprenant des moyens de détection de la respiration
5 reliés à un patient pour fournir un signal haute fréquence variable modulé en amplitude correspondant à des variations d'impédance transthoracique, caractérisé en ce qu'il comprend en outre :

10 - un moyen de démodulation relié aux moyens de détection de la respiration pour fournir un signal respiratoire variable.

15 - un moyen de conversion analogique numérique relié aux moyens de démodulation pour fournir une suite d'échantillons numériques correspondant à des niveaux d'amplitude du signal respiratoire pris à des instants différents,

20 - des premiers moyens de mémorisation temporaire reliés au moyen de conversion pour fournir, à un instant donné, un échantillon numérique de la suite d'échantillons délivré par le moyen de conversion analogique numérique à un instant antérieur,

25 - un moyen comparateur de magnitude relié au moyen de conversion analogique numérique et aux premiers moyens de mémorisation temporaire pour comparer la valeur de deux échantillons numériques se succédant dans la suite d'échantillons numériques et pour délivrer des informations de différence complémentaires indiquant la direction de conversion analogique numérique des deux échantillons numériques comparés,
30

35 - et des moyens de mise en forme des informations de différence complémentaires reliés au moyen comparateur de magnitude pour fournir un signal logique transitoire dont les transitions correspondent aux phases de l'activité respiratoire du patient.

Grâce au traitement numérique effectué sur le signal respiratoire, on détermine les phases de la

respiration en détectant les inversions de pente du signal, cette détection étant indépendante du niveau d'amplitude du signal respiratoire prélevé par le dispositif de mesure d'impédance de la cage thoracique.

5 La détection d'une inversion de pente se fait en comparant successivement la direction de la conversion analogique numérique de deux niveaux d'amplitudes successifs du signal respiratoire.

10 Selon encore une autre caractéristique de l'invention, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend en outre :

- un moyen différenciateur électronique reliés au moyen de démodulation pour transformer les fronts montants du signal respiratoire dus à des mouvements brusques du patient, en impulsions du signal respiratoire,

15 - un moyen de filtrage relié au moyen différenciateur électronique pour fournir un signal continu moyen de dérive du signal respiratoire dû à des variations de température cutanée,

20 - et un moyen sommateur relié au moyen de filtrage et au moyen de démodulation appliquant à la tension du signal respiratoire une tension opposée du signal continu moyen de dérive pour fournir un signal respiratoire comportant une ligne de niveau référence constant.

25 Grâce aux moyens de filtrages analogiques actifs, on élimine du signal respiratoire, les signaux parasites qui faussent d'une part le relevé des extrémums d'amplitude du signal respiratoire et d'autre part empêchent l'affichage du signal respiratoire sur un dispositif d'affichage adapté.

30 Selon encore une autre caractéristique de l'invention, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend en outre un second moyen de mémorisation temporaire d'un

échantillon numérique du signal respiratoire relié aux premiers moyens de mémorisation temporaire et aux moyens de mise en forme des informations de différence complémentaires pour mémoriser un échantillon numérique du signal respiratoire alors que lesdits moyens de mise en forme indiquent que l'échantillon binaire mémorisé correspond à un extremum d'amplitude du signal respiratoire.

Grâce au second moyen de mémorisation temporaire d'un échantillon numérique, activé seulement aux instants d'inversion de pente du signal respiratoire, on peut extraire les valeurs des extremums d'amplitude du signal respiratoire pour leurs mémorisation par exemple.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention les premiers moyens de mémorisation temporaire sont constitués d'une pluralité de registres mémoire reliés en série et mémorisant en cadence et à tour de rôle un échantillon numérique de la suite d'échantillons numériques du signal respiratoire.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention, le moyen comparateur de magnitude est relié à des moyens de déclenchement d'une unité d'alarme et délivre une information d'égalité auxdits moyens de déclenchement lorsque le résultat de la comparaison de la valeur de deux échantillons numériques du signal respiratoire correspond à une égalité.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention, les moyens de déclenchement comprennent :

- un moyen intégrateur relié au moyen comparateur de magnitude et recevant en entrée les informations d'égalité pour fournir un signal d'intégration continu variable sensiblement stationnaire pendant la détection d'informations d'égalité,

- un moyen de détection de seuil relié au moyen intégrateur pour délivrer un signal logique d'activation dont une première transition correspond au début d'un premier état stationnaire du signal d'intégration pendant une période de temps fonction du nombre de comparaisons d'égalité de la valeur de deux échantillons numériques du signal respiratoire,

- et un moyen de délai relié au moyen détecteur de seuil pour activer l'unité d'alarme après un délai prédéterminé à partir de l'instant de la première transition du signal logique d'activation.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend en outre un premier moyen porte relié au moyen détecteur de seuil et au moyen de délai pour inhiber l'activation de l'unité d'alarme si une deuxième transition du signal logique d'activation se produit avant le délai prédéterminé à partir de l'instant de la première transition du signal logique d'activation.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend en outre un second moyen porte relié au moyen détecteur de seuil et aux moyens de mise en forme pour fournir un signal logique transitoire valide correspondant aux phases de l'activité respiratoire du patient seulement lorsque le signal logique d'activation correspond à un second état stationnaire du signal d'intégration.

Selon encore une autre caractéristique de l'invention, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend en outre :

- une unité de traitement microprogrammable reliée audit moyen de mémorisation d'un extremum d'amplitude et auxdits moyens de mise en forme et comprenant des moyens de stockage d'informations pour

mémoriser pendant une période de temps suffisamment longue les valeurs des échantillons numériques correspondant à un extremum d'amplitude du signal respiratoire parallèlement à la prise en compte par
5 l'unité de traitement microprogrammable des instants de transitions du signal logique respiratoire correspondant aux phases de l'activité respiratoire du patient.

Selon encore une autre caractéristique de
10 l'invention, l'unité de traitement microprogrammable comprend un moyen d'affichage pour suivre en temps réel l'évolution du signal logique transitoire.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention seront encore mieux compris à la lecture de la description qui va suivre donnée à titre illustratif
15 et non limitatif et des dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 représente de façon schématique l'appareil de surveillance et de mesure selon l'invention comportant un moniteur respiratoire relié à
20 un micro-ordinateur,

- la figure 2 représente de façon schématique le moniteur respiratoire,

- la figure 3 représente de façon schématique un premier module de traitement analogique du moniteur
25 respiratoire,

- la figure 4 représente de façon schématique un second module de traitement numérique du moniteur respiratoire,

- la figure 5 représente de façon schématique
30 différents signaux électriques parcourant le moniteur respiratoire.

Comme visible sur la figure 1, l'appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprend d'une part un moniteur
35 respiratoire 20 relié à une unité de traitement microprogrammable 10, du type micro-ordinateur ou analogue et d'autre part, à un patient par un jeu

d'électrodes émettrices 31 et réceptrices 32 placées sur le corps du patient.

Dans un mode de réalisation préférentiel de l'invention, selon la figure 2, le moniteur respiratoire 20 se compose d'un générateur de courant 21 fournissant un courant de signal périodique haute fréquence 41 (fig.5a) envoyé à travers le corps du patient par les électrodes émettrices 31, un module de traitement analogique 22 recevant en entrée, un signal haute fréquence modulé en amplitude 42 (fig.5b) détecté par les électrodes réceptrices 32 pour réaliser un premier traitement de filtrage sur le signal modulé en amplitude et un module de traitement numérique 23 relié au module de traitement analogique 22 pour détecter les extrémums d'amplitude du signal modulé ainsi que leur temps de survenue. Le module de traitement numérique 23 est par ailleurs relié à l'unité de traitement microprogrammable 10 par l'intermédiaire de liaisons série et parallèle pour fournir à celle-ci les paramètres de la respiration.

Comme visible en figure 1, les électrodes émettrices 31 sont placées distantes l'une de l'autre sur une partie du corps du patient, de préférence au niveau des épaules pour émettre le signal haute fréquence 41 sinusoïdal, visible en figure 5, d'une fréquence prédéterminée fixée à 50 kHz et d'une tension de 2 à 3 volts pour 10 kohms. Le mouvement respiratoire du patient faisant varier l'impédance transthoracique module l'amplitude du signal haute fréquence d'émission 41. Un signal haute fréquence variable modulé en amplitude 42 est reçu au niveau des électrodes réceptrices 32 placées distantes de part et d'autre du thorax du patient et est fourni au module de traitement analogique 22, la modulation d'amplitude du signal 42 étant une mesure de l'activité respiratoire du patient.

Selon la figure 3, le signal haute fréquence variable modulé en amplitude 42 dont la tension est

d'environ 25 millivolts, reçu par le module analogique 22, est amplifié par un amplificateur haute fréquence 220 (50 kHz) monté avec un gain de 200.

5 L'amplificateur haute fréquence 220 est relié en sortie à une cellule de démodulation haute fréquence 225 restituant en sortie l'enveloppe du signal modulé en amplitude correspondant au signal respiratoire variable 43 (fig. 5C) dont la tension est de l'ordre de 1 à 2 volts.

10 La cellule de démodulation haute fréquence 225 est reliée d'une part à un différenciateur électronique 230 et d'autre part, à un sommateur 240. Le signal respiratoire variable 43, en sortie de la cellule de démodulation haute fréquence 225, peut
15 comporter notamment des fronts montant parasites dus notamment aux mouvements brusques du patient pendant la période de surveillance et par ailleurs, le signal respiratoire peut présenter aussi une dérive due
20 notamment aux variations de température cutanée du patient. En conséquence, la chaîne des circuits pour le traitement analogique qui va suivre a pour but de modérer ou d'éliminer ces composantes de signal parasites.

25 Le différenciateur électronique 230 recevant en entrée le signal respiratoire variable 43 transforme les fronts montant du signal en impulsions très brèves, de sorte que celles-ci seront facilement identifiables dans le signal respiratoire. On peut prévoir pour le différenciateur électronique, par exemple un
30 amplificateur opérationnel du type 741 monté en différenciateur avec une capacité d'entrée de 1 microfarad, et une résistance de contre-réaction de 220 kohms.

35 Le différenciateur électronique 230 est relié à un intégrateur 235 utilisé en filtre continu pour restituer la composante moyenne continue du signal respiratoire correspondant à un signal de dérive dû aux

variations de température cutanée. De préférence, on pourra utiliser, pour l'intégrateur 235, un amplificateur opérationnel monté en intégrateur, connu de l'homme de l'art. Le sommateur 240 est constitué

5 d'un amplificateur opérationnel à deux entrées, l'une positive, l'autre négative, le signal respiratoire variable 43 en sortie de la cellule de démodulation haute fréquence 225 étant fournie à l'entrée plus du sommateur 240 tandis que le signal de dérive obtenu en

10 sortie de l'intégrateur 235 est fourni à l'entrée moins du sommateur 240. De cette manière, le sommateur 240 applique à la tension du signal respiratoire variable une tension opposée à la tension du signal de dérive pour fournir un signal respiratoire variable 44

15 (fig.5d) comportant une ligne de niveau de référence constant. Le sommateur 240 est relié à un moyen de filtrage 245 permettant d'une part d'éliminer la fréquence résiduelle de 50 kHz par lissage notamment, au moyen par exemple d'un ampli-opérationnel du type

20 301, passant une fréquence d'environ 40 à 50 Hz et permettant d'autre part d'enlever les composantes du signal respiratoire dues aux battements cardiaques, lesquels risquent de fausser le relevé des extremums d'amplitude du signal respiratoire notamment en fin

25 d'expiration. L'élimination des composantes du signal dues aux battements cardiaques pourra être de préférence réalisée au moyen d'un amplificateur opérationnel monté en intégrateur avec une capacité d'entrée de 1,5 microfarad et une résistance de contre-

30 réaction de 1 méga ohm, comme cela est connu de l'homme de l'art, ou pour tout autre moyen équivalent.

De façon avantageuse, on pourra prévoir de relier la sortie du moyen de filtrage 245 à un moyen d'affichage 27 du type "barre d'affichage" restituant à

35 chaque instant une représentation visuelle du niveau d'amplitude du signal respiratoire 45 (fig.5e). On pourra aussi prévoir, à la place d'une barre

d'affichage, tous dispositifs de visualisation du type oscilloscope ou similaire pour visualiser l'évolution temporelle du signal respiratoire.

La sortie du moyen de filtrage 245 est reliée
5 à l'entrée du module de traitement numérique 23. Comme visible en figure 4, le signal respiratoire variable 45, stabilisé par rapport à une ligne de niveau de référence, est appliqué à l'entrée d'un amplificateur 250 du type amplificateur opérationnel pour fournir en
10 sortie un signal respiratoire variable 46 (fig.5f) dont la tension est réglée entre plus et moins 5 volts adaptée aux caractéristiques d'un convertisseur analogique numérique 252 relié à l'amplificateur 250. Le convertisseur analogique numérique 252 est relié à
15 une horloge 260 délivrant un signal de synchronisation correspondant à une fréquence d'échantillonnage prédéterminée, par exemple de 66,6 kHz. Le convertisseur analogique numérique 252 fournit en
20 sortie une suite d'échantillons numériques codés sur huit éléments binaires calculés à des instants d'échantillonnage se succédant toutes les 150 millisecondes.

Selon l'invention, le repérage des phases de la respiration (expiration, inspiration) est réalisé
25 par la détection des inversions de pente du signal respiratoire en comparant deux valeurs successives d'échantillons numériques délivrés par le convertisseur analogique numérique 252. Le convertisseur analogique numérique 252 est relié à des premiers moyens de
30 mémorisation temporaire d'échantillons numériques constitués de trois registres mémoires 254, 256, 258 reliés en séries. Chaque registre mémoire est capable de mémoriser temporairement un échantillon numérique provenant pour le premier registre mémoire 254 du
35 convertisseur analogique numérique 252, et pour les autres registres mémoires 256, 258 du registre mémoire qui le précède dans la série. L'ensemble des trois

registres mémoires 254, 256, 258 est relié à l'horloge 260 de façon qu'à chaque instant d'échantillonnage c'est à dire toutes les 150 millisecondes, un échantillon numérique transite successivement depuis le

5 premier registre mémoire 254 vers le troisième registre mémoire 258. Le convertisseur analogique numérique 252 fournit à chaque opération d'échantillonnage, un échantillon numérique au premier registre mémoire 254 auquel il est relié. Les registres mémoires 254, 256,

10 258 reliés en séries et fonctionnant en synchronisme à la fréquence d'échantillonnage délivrée par l'horloge 260, mémorisent à tour de rôle l'échantillon numérique. En conséquence, la durée entre les instants d'échantillonnage d'un échantillon numérique E1 délivré

15 par le convertisseur analogique numérique 252 et un échantillon numérique E2 délivré par le dernier registre mémoire 258 est sensiblement de 300 millisecondes. Le convertisseur analogique numérique 252 et le dernier registre mémoire 258 sont reliés à un

20 comparateur de magnitude 262 de deux échantillons numériques. A chaque instant d'échantillonnage le comparateur de magnitude 262 effectue la comparaison entre la valeur de l'échantillon numérique E1 délivré par le convertisseur numérique analogique 252 et la

25 valeur de l'échantillon numérique E2 délivré par le registre mémoire 258. Le comparateur de magnitude 262 comporte deux sorties 262₁ et 262₂, la première sortie 262₁ délivrant un signal d'information 47 (fig.5g) sous forme d'impulsions par exemple, lorsque la valeur de E1 est inférieure à la valeur de E2 (pente négative du

30 signal respiratoire variable 46), la seconde sortie 262₂ délivrant un signal d'information 48 (fig.5h) sous forme d'impulsions par exemple, lorsque la valeur de E1 est supérieure à la valeur de E2 (pente positive du

35 signal respiratoire 46). Les signaux d'information 47, 48 indiquent la direction de la conversion analogique numérique, c'est à dire la pente du signal respiratoire

entre deux points d'échantillonnage correspondant aux deux échantillons numériques comparés. De façon préférentielle, les signaux d'information 47, 48 correspondent à une information de différence entre les échantillons E1, E2 et sont complémentaires. Ainsi, on détecte une pente positive du signal respiratoire lorsqu'on obtient une information sur la sortie 262₁ du comparateur de magnitude 262 et une pente négative, lorsque l'on obtient une information sur la sortie 262₂. Ainsi, il est facile à partir de ces signaux d'information de différence complémentaire 47, 48, de déterminer les instants de changement de pente du signal respiratoire, lesquels correspondent aux phases de la respiration. Chacune des sorties 262₁, 262₂, du comparateur de magnitude 262 sont reliées respectivement à des bascules monostables 284, 286 qui délivrent deux signaux logiques carrés complémentaires 51 (fig.5k), 50 (fig.5j) de mise en forme des signaux d'information de différence complémentaires 47, 48. Selon l'invention, on utilisera pour les bascules monostables 284, 286 des circuits du type 74 LS 123 qui seront réglés pour générer en sortie une impulsion d'une largeur prédéterminée correspondant par exemple à 300 millisecondes. Les bascules monostables 284, 286 sont reliées à une bascule bistable 290 délivrant un signal logique transitoire 52 (fig.5l) de manière telle que la sortie de la bascule monostable 284 peut être reliée à l'entrée R de la bascule bistable 290 tandis que la sortie de la bascule monostable 286 peut être reliée à la sortie S de la bascule bistable 290. De cette manière, chaque transition du signal logique transitoire 52 correspond de façon alternée, à un front montant de chacun des deux signaux logiques 51, 50 en sortie des deux bascules monostables 284, 286. Un front montant du signal logique 51 correspond par exemple au début d'une phase d'inspiration et un front montant du

signal logique 50 correspond au début d'une phase d'expiration.

Selon l'invention, les valeurs d'extremum d'amplitude du signal respiratoire 46 sont fournies par une sortie 11 du moniteur respiratoire à une unité de traitement microprogrammable 10 comportant notamment une unité de mémorisation 120 du type disque souple ou analogue. De préférence, on utilisera ces valeurs d'extremum d'amplitude du signal respiratoire pour des traitements statistiques effectués en temps différé et programmés dans l'unité de traitement 10 par exemple. L'instant d'inversion de pente du signal respiratoire 46 correspond à une transition du signal logique transitoire 52, chaque transition résultant d'une comparaison de magnitude entre deux échantillons numériques E1, E2 espacés temporellement de deux périodes d'échantillonnage, soit 300 millisecondes.

Statistiquement, on considère que l'extremum d'amplitude du signal respiratoire 46 est atteint à un instant d'échantillonnage moyen compris entre les instants d'échantillonnage respectifs des deux échantillons numériques E1, E2 pour lesquels on a détecté une transition dans le signal logique transitoire 52. Par conséquent, au moment de la détection d'une transition du signal logique transitoire 52, la valeur d'extremum d'amplitude du signal respiratoire 46 correspond à l'échantillon numérique mémorisé dans le registre mémoire intermédiaire 256 des moyens de mémorisation temporaires reliés au convertisseur analogique numérique 252. On en déduira aussi que chaque transition du signal logique transitoire 52 est en avance d'une période d'échantillonnage, soit 150 millisecondes par rapport à l'instant d'échantillonnage d'un extremum d'amplitude. Le registre mémoire intermédiaire 256 est relié à un second registre mémoire temporaire 264 jouant le rôle de mémoire tampon

entre la sortie 11 du moniteur respiratoire 20 et l'unité de traitement microprogrammable 10. A chaque instant d'échantillonnage, le second registre mémoire temporaire 264 mémorise la valeur d'un échantillon numérique délivré par le registre mémoire intermédiaire 256. Le registre mémoire temporaire 264 fournit à la sortie 11 la valeur de l'échantillon numérique mémorisé seulement aux instants correspondant à une transition du signal logique transitoire 52. Le registre mémoire temporaire 264 est relié à une bascule de commande 288 qui autorise le registre mémoire temporaire 264 à délivrer l'échantillon numérique mémorisé sur la sortie 11. La bascule de commande 288 est reliée à la bascule bistable 290 de façon que à chaque transition du signal logique transitoire 52, la bascule de commande 288 engendre un signal de commande correspondant. Selon l'invention, le nombre de registres temporaires 254, 256, 258 formant moyens de mémorisation temporaires reliés en séries au convertisseur analogique numérique 252 est de 3, de façon que l'incertitude de l'instant de détection d'un extremum d'amplitude soit inférieur à 150 millisecondes.

Le moniteur respiratoire 20, selon l'invention est adapté pour déclencher une alarme sonore lorsque le signal respiratoire devient stationnaire pendant plus d'une période de temps prédéterminée correspondant à un arrêt respiratoire. Lorsque le signal respiratoire 46 est stationnaire, les échantillons numériques E1, E2 prélevés à des instants successifs (séparés de deux périodes d'échantillonnage, soit environ 300 millisecondes), ont une valeur identique. Le comparateur de magnitude 262 délivre, sur une troisième sortie 262₃, un signal d'information d'égalité 49 (fig.5i) du type "signal impulsionnel" dans lequel le niveau bas correspond à une suite d'opérations de comparaisons d'égalité.

Le signal d'information d'égalité 49 du type "impulsionnel" est transformé en signal continu 53 (fig.5m) par un circuit intégrateur 266 relié à la sortie 262₃ du comparateur de magnitude 262. De façon
5 préférentielle, on pourra utiliser pour le circuit intégrateur 266, un amplificateur opérationnel du type "741". Le circuit intégrateur 266 est relié à un circuit inverseur de signal 268 pour fournir un signal continu inverse de 12 volts au signal, en sortie du
10 circuit intégrateur 266. Le circuit inverseur 268 est relié à un circuit détecteur de seuil 270 qui restitue un signal logique transitoire à deux niveaux 54 (fig.5r) , le niveau haut correspondant à la détection d'un niveau d'amplitude du signal continu supérieur à
15 un seuil prédéterminé. De façon préférentielle, le changement de niveau du signal logique 54 intervient au début d'un arrêt respiratoire et conserve ce niveau pendant la durée de l'arrêt respiratoire. On prévoit selon l'invention, que le circuit détecteur de seuil
20 270 comporte deux sorties 270₁, 270₂ pour fournir deux signaux logiques transitoires opposés dont l'un correspond au signal logique 54. Le circuit détecteur de seuil 270 est relié à un circuit adaptateur logique 272 comportant deux sorties 272₁, 272₂ délivrant
25 respectivement deux signaux logiques transitoires opposés dont le niveau d'amplitude est compris entre plus et moins 5 volts. On prévoira que le signal logique transitoire délivré par la sortie 272₁ du circuit adaptateur de niveau 272 comportera un niveau
30 bas correspondant au niveau 0 lorsqu'on détectera un arrêt respiratoire, à l'inverse du signal logique transitoire délivré par la sortie 272₂ dans lequel l'arrêt respiratoire sera marqué par un niveau haut correspondant au niveau logique 1. La sortie 272₁ du
35 circuit adaptateur 272 est reliée à un circuit de délai 274, du type "CD4538" qui a pour fonction de retarder pendant une période de temps prédéterminée, réglable

par un potentiomètre (25 dans la figure 1) placé sur le moniteur respiratoire 20, un front montant du signal logique transitoire 54 marquant le début d'un arrêt respiratoire. Le circuit de délai 274 fournit un signal
5 logique d'alarme 55 (fig.5o) dont un front montant retardé marque le début d'une condition d'alarme. Le circuit de délai 274 est relié à une première entrée d'une porte logique ET 280, la deuxième entrée de la porte logique 280 étant reliée à la seconde sortie 272₂
10 du circuit adaptateur de niveau 272. De cette manière, le signal logique en sortie de la porte logique ET 280 sera à un niveau logique haut (1) seulement lorsque le délai d'alarme sera écoulé et que le signal logique transitoire délivré par la sortie 272₂ marque une
15 condition d'arrêt respiratoire. Le signal logique, à un niveau logique haut en sortie de la porte logique 280, déclenche une alarme sonore 282. La porte logique 280 inhibe par conséquent, l'activation de l'alarme sonore 282 si une transition du signal logique d'activation
20 délivré par la sortie 272₂ se produit avant le délai prédéterminé à partir de l'instant de la première transition du signal logique d'activation délivré par la sortie 272₁.

 Selon l'invention, les instants des phases
25 respiratoires sont délivrés à l'unité de traitement microprogrammable 10 par une sortie 12 du moniteur respiratoire 20. De façon préférentielle, on prévoit de délivrer un signal transitoire valide dont les transitions correspondent aux phases de la respiration
30 seulement si un arrêt respiratoire du patient n'est pas détecté. La bascule bistable 290 est reliée à une première entrée d'une porte logique ET 276, tandis que la deuxième entrée de la porte logique 276 est reliée à la première sortie 272₁ du circuit adaptateur de niveau
35 272. De cette manière, la porte logique 276 délivre un signal transitoire valide comportant des transitions seulement dans le cas où le signal transitoire logique

54 délivré par la sortie 272₂ du circuit adaptateur 272 est à un niveau haut correspondant à l'absence d'arrêt respiratoire.

5 Les sorties 11, 12 du moniteur respiratoire
sont reliées à un micro-ordinateur 10 par exemple, par
des liaisons parallèle et série, respectivement. De
cette manière, le micro-ordinateur peut mémoriser la
valeur des extrémums d'amplitude du signal respiratoire
délivrées par la sortie 11 grâce à un programme
10 d'acquisition de données adapté à cet effet, en même
temps que les instants de leur survenue indiqués par
les transitions du signal transitoire valide délivré
par la sortie 12. De façon préférentielle, le signal
transitoire valide sera restitué en temps réel sur un
15 dispositif d'affichage 100 relié à l'unité de
traitement programmable 10 de façon connue. Par
ailleurs, on pourra prévoir avantageusement un
programme de traitement de données spécialisé pour
étudier l'évolution du signal respiratoire en amplitude
20 et en fréquence, au cours du temps à partir des valeurs
d'extrémum d'amplitude recueillies et des instants de
survenue des phases respiratoires.

Comme nous venons de le voir, l'appareil de
surveillance et de mesure de l'activité respiratoire
25 d'un patient est particulièrement bien adapté pour,
d'une part, détecter des arrêts respiratoires, et
d'autre part, fournir les paramètres de mesure de
l'activité respiratoire pendant de longues périodes de
temps.

30 L'appareil, tel qu'il vient d'être présenté,
pourra notamment servir pour la surveillance
respiratoire en anesthésiologie et réanimation, et
notamment en surveillance post-anesthésique pour
détecter les apnées et vérifier leur disparition avec
35 l'élimination de l'anesthésique, en surveillance de cas
de coma toxique ou neurochirurgical, etc...

la détection des troubles respiratoires au cours du sommeil en neurologie et en pneumologie,

l'étude d'effets respiratoires de médicaments en pharmacologie-clinique,

5 la recherche d'une instabilité respiratoire liée à l'anxiété en psychiatrie,

l'analyse des états de vigilance en ergonomie, médecine du travail, et pour la sélection de personnels de surveillance.

10 Bien entendu, l'invention n'est pas limitée à l'exemple de réalisation ci-dessus décrit et on pourra prévoir avantageusement d'autres variantes sans pour cela sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Appareil de surveillance et de mesure de l'activité respiratoire d'un patient comprenant des
5 moyens de détection de la respiration (32) reliés à un patient pour fournir un signal haute fréquence variable modulé en amplitude correspondant à des variations d'impédance transthoracique, caractérisé en ce qu'il comprend en outre :
- 10 - un moyen de démodulation (225) relié aux moyens de détection de la respiration pour fournir un signal respiratoire variable.
- un moyen de conversion analogique numérique (252) relié aux moyens de démodulation pour fournir une
15 suite d'échantillons numériques correspondant à des niveaux d'amplitude du signal respiratoire pris à des instants différents,
- des premiers moyens de mémorisation temporaire (254, 256, 258) reliés au moyen de
20 conversion pour fournir, à un instant donné, un échantillon numérique de la suite d'échantillons délivré par le moyen de conversion analogique numérique à un instant antérieur,
- un moyen comparateur de magnitude (262)
25 relié au moyen de conversion analogique numérique et aux moyens de mémorisation temporaire pour comparer la valeur de deux échantillons numériques se succédant dans la suite d'échantillons numériques et pour délivrer des informations de différence complémentaires
30 indiquant la direction de conversion analogique numérique des deux échantillons numériques comparés,
- et des moyens de mise en forme (284, 286, 290) des informations de différence complémentaires
35 reliés au moyen comparateur de magnitude pour fournir un signal logique transitoire dont les transitions correspondent aux phases de l'activité respiratoire du patient.

2. Appareil selon la revendication 1 comprenant en outre :

5 - un moyen différenciateur électronique (230) reliés au moyen de démodulation pour transformer les fronts montants du signal respiratoire dus à des mouvements brusques du patient, en impulsions du signal respiratoire,

10 - un moyen de filtrage (235) relié au moyen différenciateur électronique pour fournir un signal continu de dérive du signal respiratoire dû à des variations de température cutanée,

15 - et un moyen sommateur (240) relié au moyen de filtrage et au moyen de démodulation appliquant à la tension du signal respiratoire une tension opposée du signal de dérive pour fournir un signal respiratoire comportant une ligne de niveau de référence constant.

3. Appareil selon la revendication 1 ou 2 comprenant en outre un second moyen de mémorisation temporaire (264) d'un échantillon numérique du signal respiratoire relié aux premiers moyens de mémorisation temporaire et aux moyens de mise en forme des informations de différence complémentaires pour mémoriser un échantillon numérique du signal respiratoire alors que lesdits moyens de mise en forme indiquent que l'échantillon numérique mémorisé correspond à un extremum d'amplitude du signal respiratoire.

4. Appareil selon la revendication 1 ou 2 dans lequel les premiers moyens de mémorisation temporaire sont constitués d'une pluralité de registres mémoire (254, 256, 258) reliés en série et mémorisant en cadence et à tour de rôle un échantillon numérique de la suite d'échantillons numériques du signal respiratoire.

35 5. Appareil selon la revendication 1 ou 2 dans lequel le moyen comparateur de magnitude est relié à des moyens de déclenchement (266, 268, 270, 272, 274,

280) d'une unité d'alarme (282) et délivre une information d'égalité auxdits moyens de déclenchement lorsque le résultat de la comparaison de la valeur de deux échantillons numériques du signal respiratoire correspond à une égalité.

5 6. Appareil selon la revendication 5 dans lequel les moyens de déclenchement comprennent :

- un moyen intégrateur (266) relié au moyen comparateur de magnitude et recevant en entrée les informations d'égalité pour fournir un signal d'intégration continu variable sensiblement stationnaire pendant la détection d'informations d'égalité,

- un moyen de détection de seuil (270) relié au moyen intégrateur pour délivrer un signal logique d'activation dont une première transition correspond au début d'un premier état stationnaire du signal d'intégration pendant une période de temps fonction du nombre de comparaisons d'égalité de la valeur de deux échantillons numériques du signal respiratoire,

- et un moyen de délai (274) relié au moyen détecteur de seuil pour activer l'unité d'alarme après un délai prédéterminé à partir de l'instant de la première transition du signal logique d'activation.

25 7. Appareil selon la revendication 6 comprenant en outre un premier moyen porte (280) relié au moyen détecteur de seuil et au moyen de délai pour inhiber l'activation de l'unité d'alarme si une deuxième transition du signal logique d'activation se produit avant le délai prédéterminé à partir de l'instant de la première transition du signal logique d'activation.

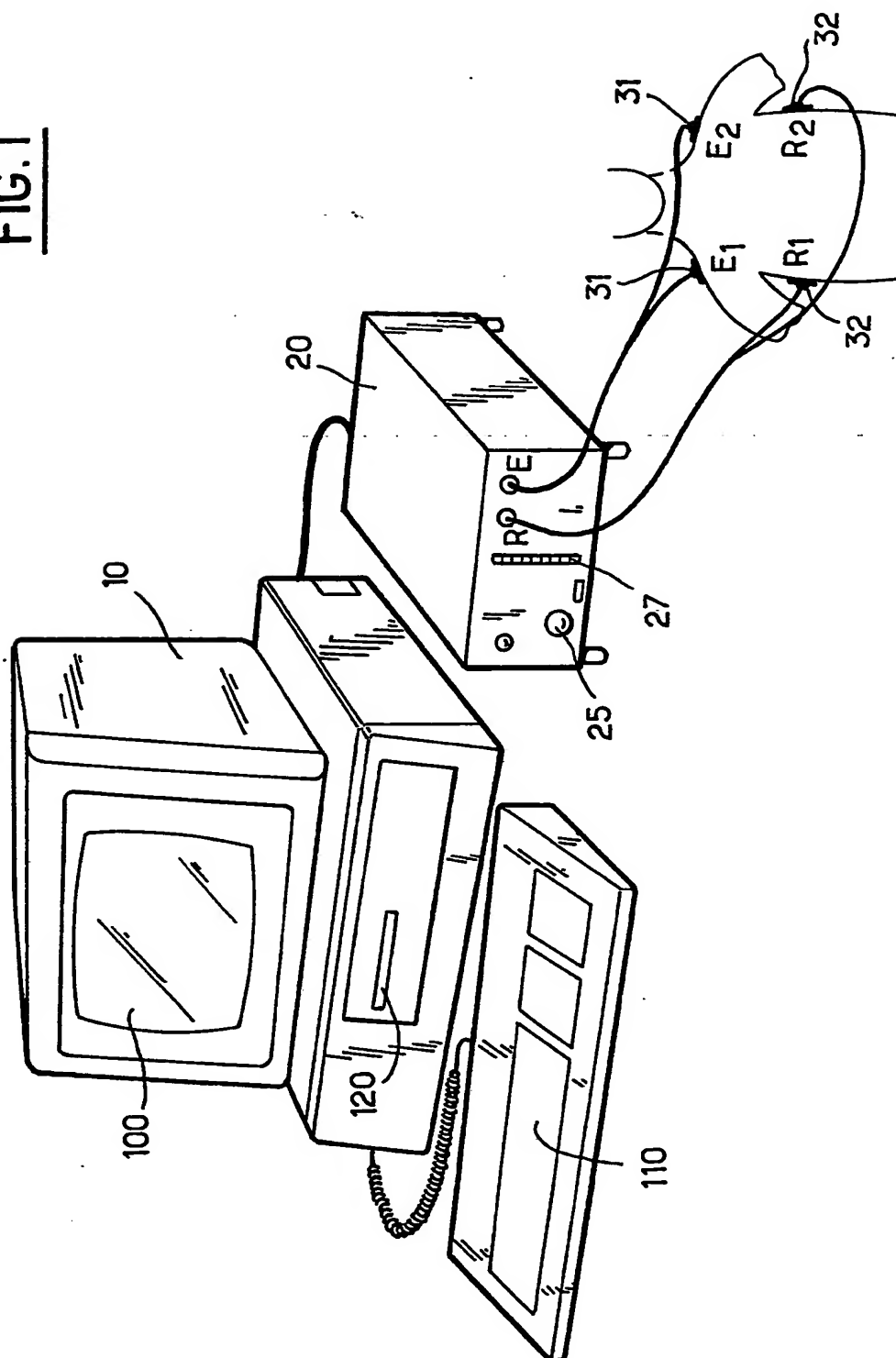
30 8. Appareil selon la revendication 6 comprenant en outre un second moyen porte (276) relié au moyen détecteur de seuil et aux moyens de mise en forme pour fournir un signal logique transitoire valide correspondant aux phases de l'activité respiratoire du

patient seulement lorsque le signal logique d'activation correspond à un second état stationnaire du signal d'intégration.

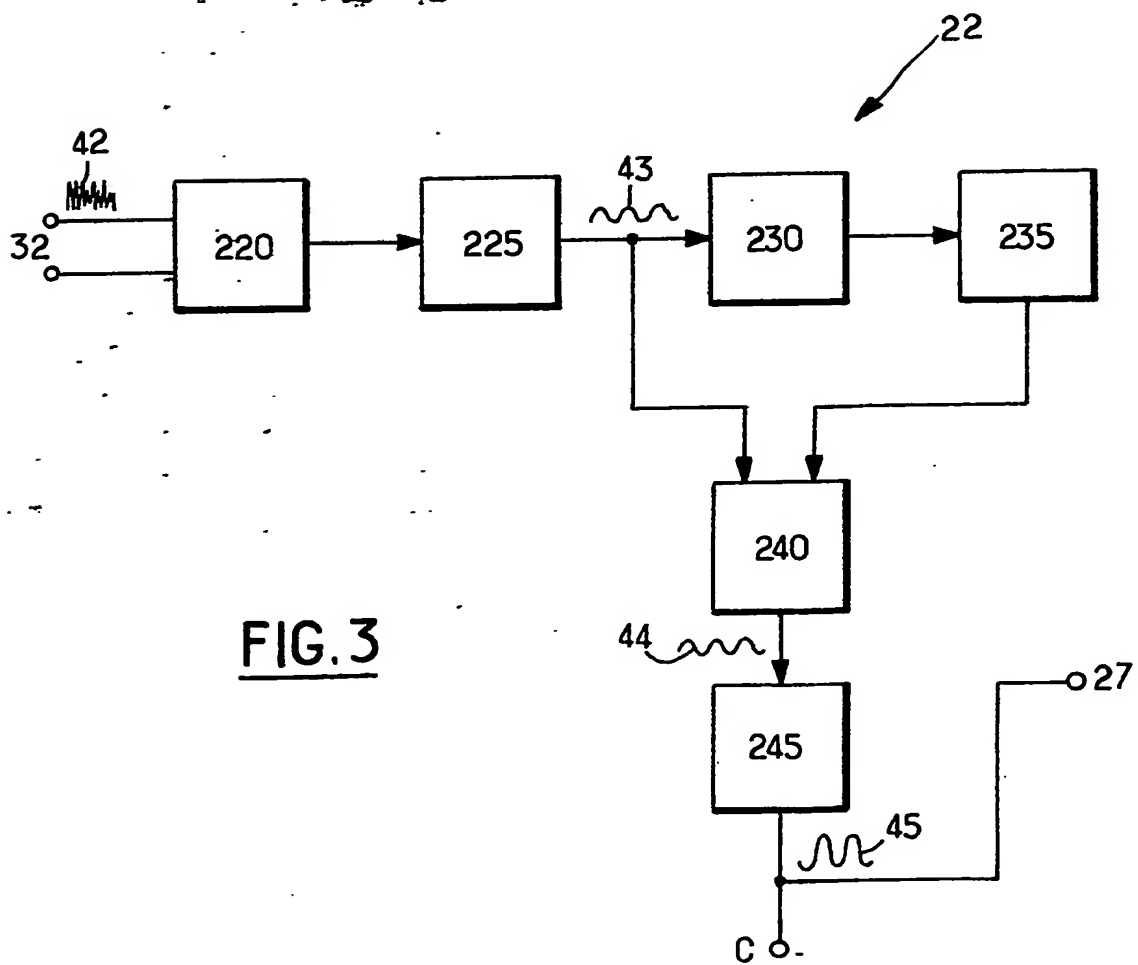
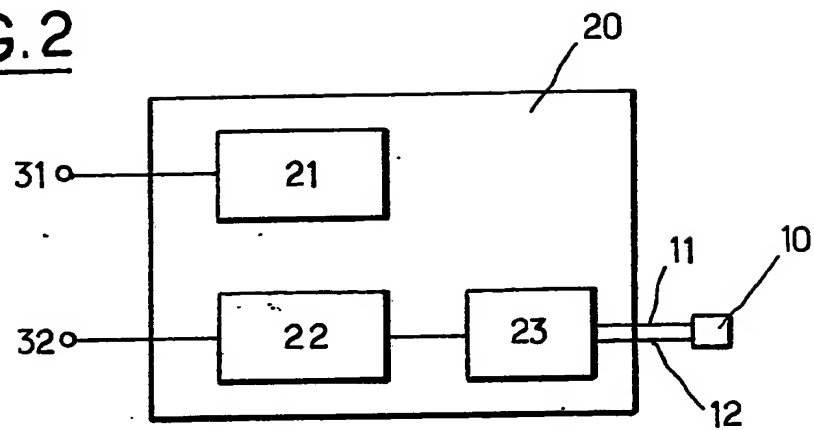
5 9. Appareil selon les revendications 1, 2 et 3 comprenant en outre :

10 - une unité de traitement microprogrammable (10) reliée audit moyen de mémorisation d'un extremum d'amplitude et auxdits moyens de mise en forme et comprenant des moyens de stockage (120) d'informations
10 pour mémoriser pendant une période de temps suffisamment longue les valeurs des échantillons numériques correspondant à un extremum d'amplitude du signal respiratoire parallèlement à la prise en compte
15 par l'unité de traitement microprogrammable des instants de transitions du signal logique respiratoire correspondant aux phases de l'activité respiratoire du patient.

20 10. Appareil selon la revendication 9 dans lequel l'unité de traitement microprogrammable comprend en outre un moyen d'affichage (100) pour suivre en temps réel l'évolution du signal logique transitoire.

FIG. 1

2 / 4

FIG. 2

3 / 4

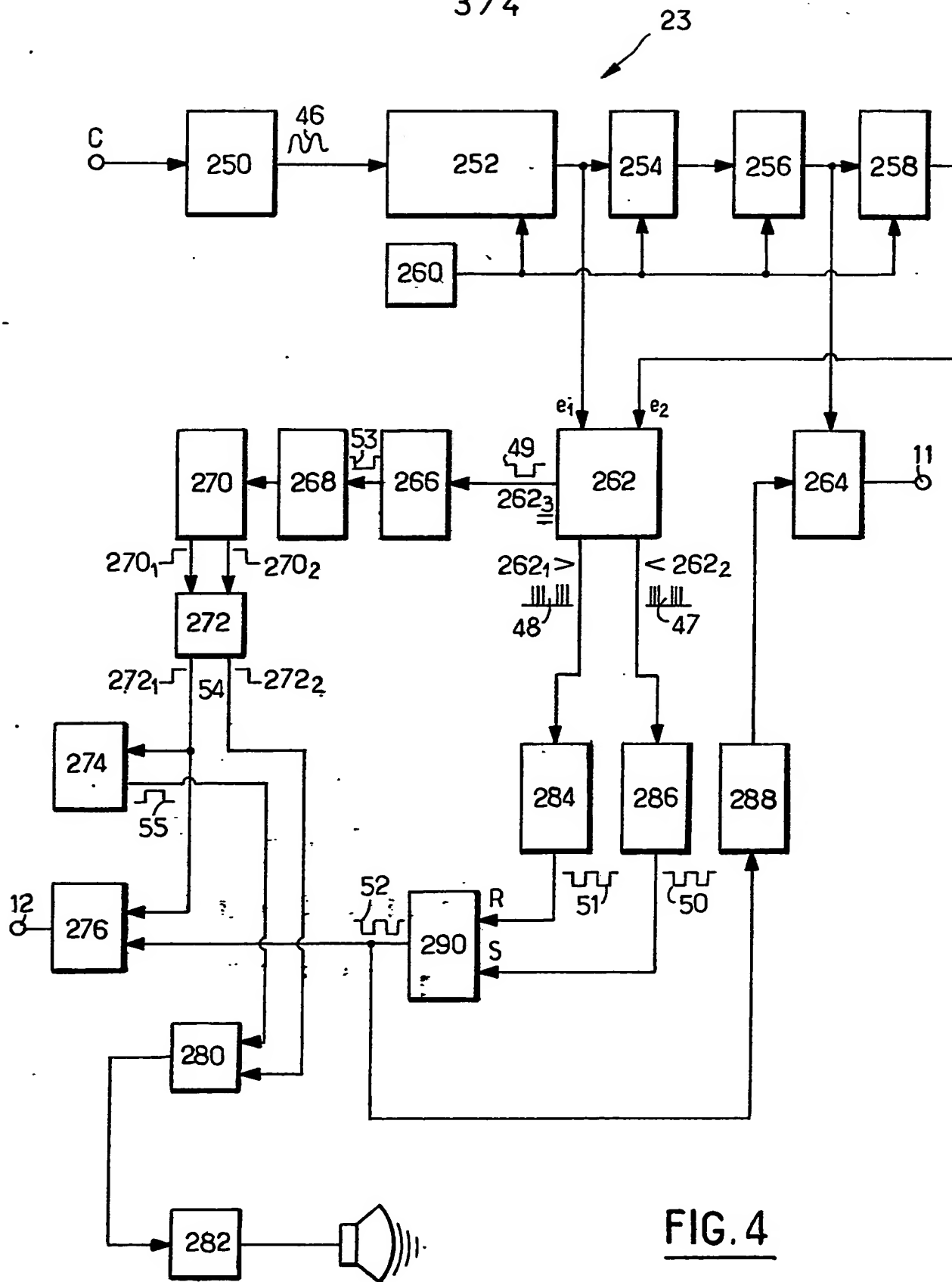
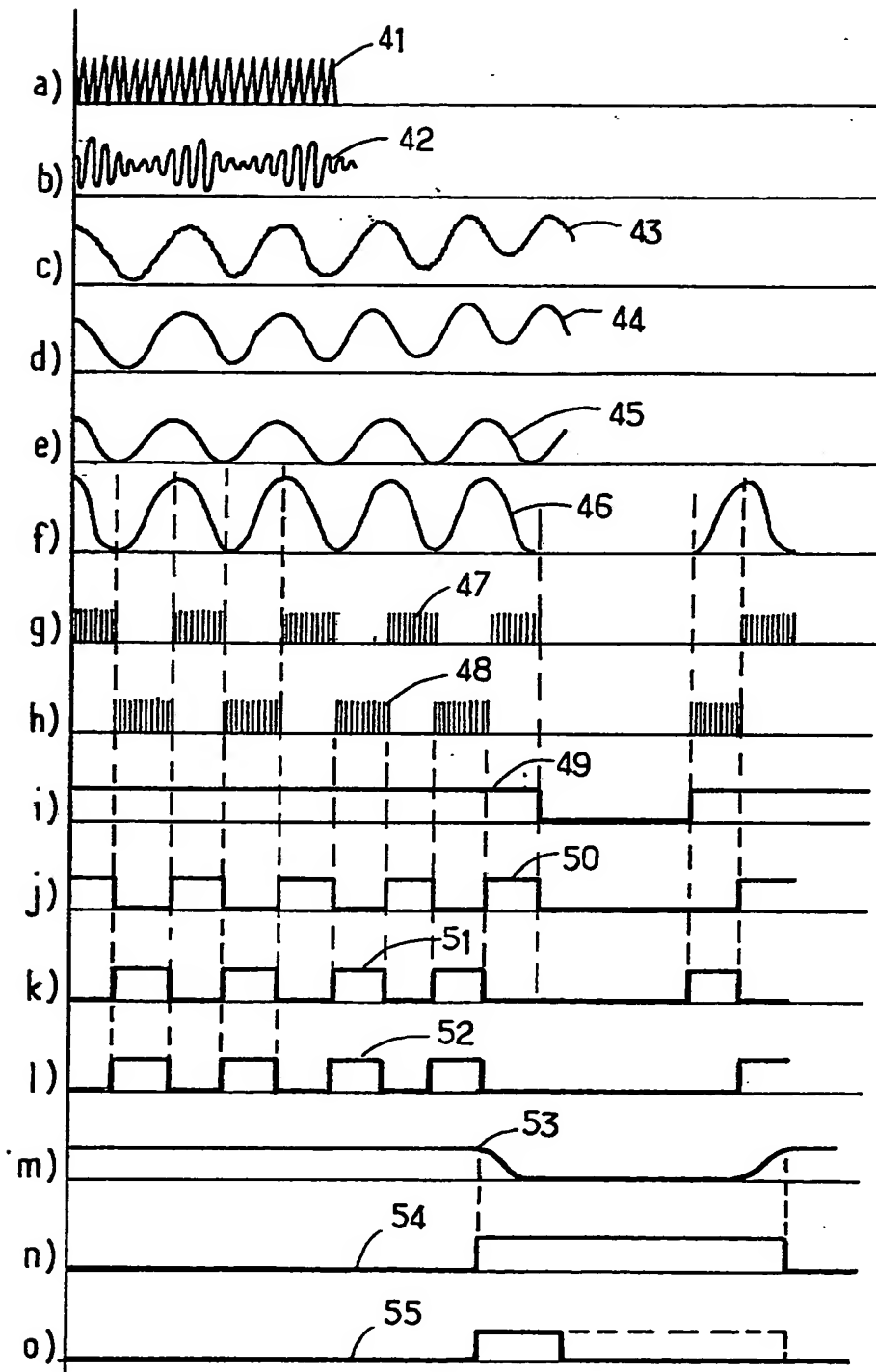


FIG. 4

4 / 4

FIG. 5

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FR 8912477
FA 432278

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	US-A-4116231 (SATOSHI MATSUO) * le document en entier *	1, 2
Y	FR-A-2351636 (DOLCH VOLKER) * page 5, ligne 6 - page 8, ligne 13; figure 1 *	1, 2
A		4, 5
A	EP-A-212370 (KONTRON-HOLDING AG) * page 9, ligne 26 - page 10, ligne 17 * * page 11, ligne 26 - page 12, ligne 8 * * page 14, ligne 26 - page 15, ligne 5 * * page 15, ligne 30 - page 18, ligne 37; figures *	1, 2, 5-9
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A61B
Date d'achèvement de la recherche 13 JUIN 1990		Examineur FERRIGNO A.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant		